

JP 2014-103973 A 2014.6.9

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-103973

(P2014-103973A)

(43) 公開日 平成26年6月9日(2014.6.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 N 5/10 H	4 C 0 8 2
	A 6 1 N 5/10 M	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-256523 (P2012-256523)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成24年11月22日 (2012.11.22)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	301032942
			独立行政法人放射線医学総合研究所
			千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
		(74) 代理人	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	堀 勝詞
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
		(72) 発明者	井関 康
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

最終頁に続く

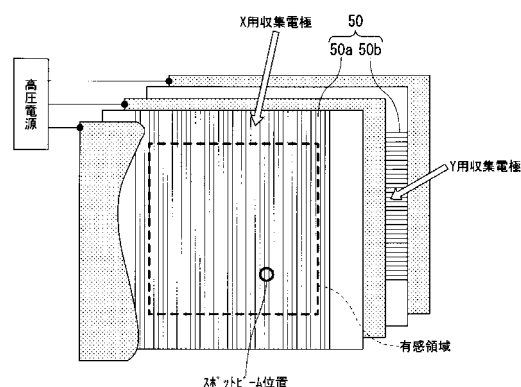
(54) 【発明の名称】 粒子線ビーム照射装置及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】放電等の誤情報によるビーム照射の停止を防止することができる粒子線ビーム照射装置を提供する。

【解決手段】本実施形態の粒子線ビーム照射装置は、粒子線ビームを生成するビーム生成部と、生成された前記粒子線ビームを走査指示値に従って2次元走査するビーム走査部と、前記粒子線ビームの走査位置を検出するセンサ部であって、複数チャンネルの第1の線状電極が第1の方向に並列配置され、複数チャンネルの第2の線状電極が前記第1の方向と直交する第2の方向に並列配置されるセンサ部と、前記第1及び第2の線状電極から出力される複数の信号の値からメディアンを求めるメディアン処理部と、求めた前記複数の信号のメディアンから前記粒子線ビームの重心位置を算出する重心位置算出部と、算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差が所定値よりも大きいときは、前記粒子線ビームの出射を停止させる制御部と、を備えたことを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

粒子線ビームを生成するビーム生成部と、

生成された前記粒子線ビームを走査指示値に従って 2 次元走査するビーム走査部と、

前記粒子線ビームの走査位置を検出するセンサ部であって、複数チャンネルの第 1 の線状電極が第 1 の方向に並列配置され、複数チャンネルの第 2 の線状電極が前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に並列配置されるセンサ部と、

前記第 1 及び第 2 の線状電極から出力される複数の信号の値からメディアンを求めるメディアン処理部と、

求めた前記複数の信号のメディアンから前記粒子線ビームの重心位置を算出する重心位置算出部と、

算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差が所定値よりも大きいときは、前記粒子線ビームの出射を停止させる制御部と、
を備えたことを特徴とする粒子線ビーム照射装置。

【請求項 2】

前記メディアンは、

前記第 1 及び第 2 の線状電極の夫々から時系列で出力される前記複数の信号の値から求める時間方向のメディアンである、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の粒子線ビーム照射装置。

【請求項 3】

前記メディアン処理部は、

前記時系列で出力される前記複数の信号の値を小さい順に並べたときの中央に位置する値を、前記時間方向のメディアンとする、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の粒子線ビーム照射装置。

【請求項 4】

前記メディアンは、

前記複数チャンネルの第 1 及び第 2 の線状電極のうち、注目するチャンネルを中心とする所定の大きさの窓の範囲に並列配列されている複数チャンネルから出力される信号の値から求める空間的なメディアンである、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の粒子線ビーム照射装置。

【請求項 5】

前記メディアン処理部は、

前記複数チャンネルから出力される信号の値を小さい順に並べたときの中央に位置する値を前記注目するチャンネルの前記空間的なメディアンとする、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の粒子線ビーム照射装置。

【請求項 6】

粒子線ビームを生成するし、

生成された前記粒子線ビームを走査指示値に従って 2 次元走査し、

前記粒子線ビームの走査位置を検出するため、複数チャンネルの第 1 の線状電極が第 1 の方向に並列配置され複数チャンネルの第 2 の線状電極が前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に並列配置されるセンサ、の前記第 1 及び第 2 の線状電極から信号を出力し、

前記第 1 及び第 2 の線状電極から出力される複数の信号の値からメディアンを求め、

求めた前記複数の信号のメディアンから前記粒子線ビームの重心位置を算出し、

算出した前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差が所定値よりも大きいときは、前記粒子線ビームの出射を停止させる、

ことを特徴とする粒子線ビーム照射装置の制御方法。

【請求項 7】

前記メディアンは、

前記第 1 及び第 2 の線状電極の夫々から時系列で出力される前記複数の信号の値から求める時間方向のメディアンである、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 6 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

【請求項 8】

前記時系列で出力される前記複数の信号の値を小さい順に並べたときの中央に位置する値を、前記時間方向のメディアンとする、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

【請求項 9】

前記メディアンは、

前記複数チャンネルの第 1 及び第 2 の線状電極のうち、注目するチャンネルを中心とする所定の大きさの窓の範囲に並列配列されている複数チャンネルから出力される信号の値から求める空間的なメディアンである、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

【請求項 10】

前記複数チャンネルから出力される信号の値を小さい順に並べたときの中央に位置する値を前記注目するチャンネルの前記空間的なメディアンとする、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の粒子線ビーム照射装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、粒子線ビーム照射装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

がん等に対する粒子線治療のさらに進んだ照射法として、体内患部を 3 次元格子状に切り分けて照射を行うスキャンング照射法の開発が進められている。このスキャンング照射法では、形状コリメータやボラスを用いることなく、ビーム軸方向についても精度よく患部に合わせることが可能になり、従来の 2 次元的照射方法と比較して正常細胞への被曝を抑制することができる。

【0003】

現状では、照射ポイントを変更する時にビーム出射を停止させるスポットスキャンング照射法と、照射ポイントを変更する時にビーム出射を停止させないラスタースキャンング法が検討されている。

【0004】

スキャンング照射法において正しい位置にビームが照射されていることを保証するため、照射ポートには位置モニタ装置が配備されている。

【0005】

スキャンング照射用の位置モニタ装置は、例えば、多数のストリップに区切られた収集電極が電離箱に収納された構成を持つ。これらのストリップには各々、計測回路が接続されている。計測回路の内部には積分部が設けられ、照射スポット毎に、各ストリップに収集された電荷に相当する電気量が貯えられる。積分部から出力される電圧は、A/D 変換器（以下「ADC 回路」と記す）によりデジタル信号として取り出される。そして、これらデジタル信号に対して重心計算などの演算を施すことによって、スポット位置を算出する。

【0006】

万が一、スキャンング電磁石電源の電流設定異常や、上流の加速器からスキャンング装置までのビーム輸送部分でのビーム位置ずれなどにより、予め決められた照射予定位置と、位置モニタ装置で測定された位置に相違が発生した場合は、スキャンング制御装置内の位置監視機構（ここでは位置モニタコントローラと呼ぶことにする）によりインターロック信号が出力され、治療照射は一時中断される。

【0007】

他方、医師や放射線技師からは、スライス毎の線量プロファイル、即ち、スキャン時の線量 2 次元分布が正しい分布であるかどうかを、照射中に視覚的に確認したいという強い

10

20

30

40

50

要望がある。特許文献 1 には、位置モニタ装置の信号からビームのスポット位置（重心位置）を算出すると共に、同じ位置モニタ装置の信号を用いて 2 次元の線量プロファイルを算出し表示する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開 2011-161056 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

10

しかしながら、上述した位置モニタ装置では、収集電極間の突発的な放電等があった場合、放電電流の影響により、算出した重心位置が実際のビーム照射位置とずれることがある。つまり、位置モニタ装置自体の誤作動によって、実際のビーム位置とは異なる値のビーム位置を出力してしまう場合が起こりうる。この結果、実際のビーム位置が正常であるにもかかわらず異常と判定され、ビーム出射を停止させてしまうことがある。

【0010】

異常で照射を停止（中断）した場合は、再照射をする際に、再度、経過観察を経て計画からやり直す必要があり、かなりの労力と時間が必要となり、できる限り誤情報でビーム照射をとめたくないという要望がある。

【課題を解決するための手段】

20

【0011】

本実施形態の粒子線ビーム照射装置は、粒子線ビームを生成するビーム生成部と、生成された前記粒子線ビームを走査指示値に従って 2 次元走査するビーム走査部と、前記粒子線ビームの走査位置を検出するセンサ部であって、複数チャンネルの第 1 の線状電極が第 1 の方向に並列配置され、複数チャンネルの第 2 の線状電極が前記第 1 の方向と直交する第 2 の方向に並列配置されるセンサ部と、前記第 1 及び第 2 の線状電極から出力される複数の信号の値からメディアンを求めるメディアン処理部と、求めた前記複数の信号のメディアンから前記粒子線ビームの重心位置を算出する重心位置算出部と、算出された前記重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差が所定値よりも大きいときは、前記粒子線ビームの出射を停止させる制御部と、を備えたことを特徴とする。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図 1】第 1 の実施形態に係る粒子線ビーム照射装置の構成例を示す図。

【図 2】ストリップ型の位置モニタ部の構成例を示す図。

【図 3】スライス内のビーム走査経路の一例を示す図。

【図 4】粒子線ビーム照射装置の基本動作例を示すフローチャート。

【図 5】粒子線ビーム照射装置の基本動作タイミングの一例を示すタイミングチャート。

【図 6】重心位置算出の概念を模式的に示す図。

【図 7】第 1 の実施形態に係るメディアン処理部を含むビーム形状算出部の細部構成例を示すブロック図。

40

【図 8】線量プロファイルの生成概念を説明する図。

【図 9】位置モニタ部の電極に発生する放電現象と電極からの誤信号とを説明する図。

【図 10】従来の時間平均処理による問題点を説明する図。

【図 11】時間方向のメディアン処理の概念を説明する図。

【図 12】第 2 の実施形態に係るメディアン処理部を含むビーム形状算出部の細部構成例を示すブロック図。

【図 13】空間的メディアン処理の概念を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。

50

【 0 0 1 4 】

(1) 構成

図 1 は、本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 の構成例を示した図である。粒子線ビーム照射装置 1 は、ビーム生成部 1 0、出射制御部 2 0、X 用電磁石 3 0 a 及び Y 用電磁石 3 0 b を有するビーム走査部 3 0、線量モニタ部 4 0、位置モニタ部（センサ部）5 0、リッジフィルタ 6 0、レンジシフタ 7 0、制御部 8 0、ビーム形状算出部 9 0、記憶部 9 7、表示部 9 8 等を備えて構成されている。制御部 8 0 はその内部構成として走査制御部 8 1 及び異常判定部 8 2 を有している。またビーム形状算出部 9 0 はその内部構成としてメディア処理部 9 4 及び重心位置算出部 9 1 を有している。

【 0 0 1 5 】

粒子線ビーム照射装置 1 は、炭素等の粒子や陽子等を高速に加速して得られる粒子線ビームをがん患者 1 0 0 の患部 2 0 0 に向けて照射し、がん治療を行う装置である。粒子線ビーム照射装置 1 では、患部 2 0 0 を 3 次元の格子点に離散化し、各格子点に対して細い径の粒子線ビームを順次走査する 3 次元スキャニング照射法を実施することが可能である。具体的には、患部 2 0 0 を粒子線ビームの軸方向（図 1 右上に示す座標系における Z 軸方向）にスライスと呼ばれる平板状の単位で分割し、分割したスライス Z_i 、スライス Z_{i+1} 、スライス Z_{i+2} 等の各スライスの 2 次元格子点（図 1 右上に示す座標系における X 軸及び Y 軸方向の格子点）を順次走査することによって 3 次元スキャニングを行っている。

【 0 0 1 6 】

ビーム生成部 1 0 は、炭素イオンや陽子等の粒子を生成すると共に、シンクロトロン等の加速器（主加速器）によってこれらの粒子を患部 2 0 0 の奥深くまで到達できるエネルギーまで加速して粒子線ビームを生成している。

【 0 0 1 7 】

出射制御部 2 0 では、制御部 8 0 から出力される制御信号に基づいて、生成された粒子線ビームの出射のオン、オフ制御を行っている。

【 0 0 1 8 】

ビーム走査部 3 0 は、粒子線ビームを第 1 の方向（X 方向）及び第 1 の方向と直交する第 2 の方向（Y 方向）に偏向させ、スライス面上を 2 次元で走査するものであり、X 方向に走査する X 用電磁石 3 0 a と Y 方向に走査する Y 用電磁石 3 0 b の励磁電流を制御している。

【 0 0 1 9 】

線量モニタ部 4 0 は、照射する線量をモニタするためのものであり、その筐体内に、粒子線の電離作用によって生じた電荷を平行電極で収集する電離箱や、筐体内に配置された二次電子放出膜から放出される二次電子を計測する S E M（Secondary Electron Monitor）装置等によって構成されている。

【 0 0 2 0 】

リッジフィルタ 6 0 は、ブラッグピークと呼ばれる体内深さ方向における線量のシャープなピークを拡散させるために設けられている。ここで、リッジフィルタ 6 0 によるブラッグピークの拡散幅は、スライスの厚み、即ち Z 軸方向の格子点の間隔と等しくなるように設定される。

【 0 0 2 1 】

レンジシフタ 7 0 は、患部 2 0 0 の Z 軸方向の照射位置を制御する。レンジシフタ 7 0 は、例えば複数の厚さの亚克力板から構成されており、これらの亚克力板を組み合わせることによってレンジシフタ 7 0 を通過する粒子線ビームのエネルギー、即ち体内飛程を患部 2 0 0 スライスの Z 軸方向の位置に応じて段階的に変化させることができる。レンジシフタ 7 0 による体内飛程の大きさは通常等間隔で変化するように制御され、この間隔が Z 軸方向の格子点の間隔に相当する。なお、体内飛程の切り替え方法としては、レンジシフタ 7 0 のように粒子線ビームの径路上に減衰用の物体を挿入する方法のほか、ビーム生成部 1 0 の制御によって粒子線ビームのエネルギー自体を変更する方法でもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

位置モニタ部 5 0 は、ビーム走査部 3 0 によって走査された粒子線ビームが正しい位置にあるかどうかを識別するためのものである。線量モニタ部 4 0 と類似した電荷収集用の平行電極を有している。位置モニタ部 5 0 の電荷収集用電極は、線状電極（例えば複数の短冊状の電極や、複数のワイヤからなる電極）が X 方向及び Y 方向に夫々並列に配列されている。複数の短冊状電極が配列されたものはストリップ型と呼ばれ、複数のワイヤ電極が配列されたものはマルチワイヤ型と呼ばれる。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、ストリップ型の位置モニタ部 5 0 の構成例を示す図である。図 2 に示すように、位置モニタ部 5 0 は、複数の短冊状電極（複数の第 1 の線状電極 5 0 a）が X 軸方向（第 1 の方向）に並列配置され、複数の短冊状電極（複数の第 2 の線状電極 5 0 b）が Y 軸方向（第 1 の方向と直交する第 2 の方向）に並列配置されている。

【 0 0 2 4 】

ビーム形状算出部 9 0 は、メディアン処理部 9 4 及び重心位置算出部 9 1 を有する。メディアン処理部 9 4 は、第 1 及び第 2 の線状電極 5 0 a、5 0 b から出力される複数の信号の値からメディアンを求める。また、重心位置算出部 9 1 は、求めたメディアンから粒子線ビームの重心位置を算出する。メディアン処理部 9 4 及び重心位置算出部 9 1 のより詳しい動作については後述する。また、ビーム形状算出部 9 0 は、位置モニタ部 5 0 から出力される信号に基づいて粒子線ビームの形状を走査プロファイルとして算出している。

【 0 0 2 5 】

制御部 8 0 は、走査制御部 8 1 と異常判定部 8 2 を有している。走査制御部 8 1 は、予め計画された基準走査位置に基づいてビーム走査位置をビーム走査部 3 0 に対して指示する。また、異常判定部 8 2 は、重心算出部 9 1 で算出された重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差が所定値よりも大きいかな否かを判定し、誤差が所定値よりも大きいときは、粒子線ビームの出射を停止させるようにインターロック信号を出射制御部 2 0 に出力している。また、制御部 8 0 は、ビーム照射装置 1 全体の制御を行う他、格子点毎（スポット毎）の照射線量測定、出射制御部 2 0 に対するビーム出射のオン、オフ制御、レンジシフト 7 0 に対するスライス変更に伴うレンジシフト厚の制御等を行っている。

【 0 0 2 6 】

制御部 8 0 とビーム形状算出部 9 0 の各種の機能は、本装置 1 が具備するプロセッサ（図示せず）に所定のプログラムを実行させて実現することができる。或いは、ASIC 等のハードウェアで構成してもよいし、ハードウェアとソフトウェアとを組み合わせで実現してもよい。

【 0 0 2 7 】

(2) 基本動作

図 3 は、スライス上の走査パターンの一例を示す図である。左上の開始格子点から右下の最終格子点に到る軌跡パターンが治療計画で予め定められ、この軌跡パターンにそって一方向に順次粒子線ビームが走査されていく。

【 0 0 2 8 】

前述したように、スキャンニング照射法には、スポットスキャンニング照射法とラスタースキャンニング照射法がある。本実施形態では、どちらの照射法も実施可能に構成されている。スポットスキャンニング照射法のときには、スポット位置（図 3 に丸印で示す照射格子点の位置）を変更する時にビーム出射を一時的に停止させ、次のスポット位置への移動が完了したのちにビーム照射を再開する。一方、ラスタースキャンニング照射法の場合には、スポット位置を変更する時にもビーム出射を一時停止させず、スポット位置変更中もビーム出射を継続する。なお、スポットスキャンニング照射法とラスタースキャンニング照射法のいずれにおいても、スライスを変更するときにはビーム出射を停止する。

【 0 0 2 9 】

図 4 は、本実施形態の粒子線ビーム照射装置 1 の動作例を示すフローチャートである。照射手順に必要な各諸元は、例えば照射パターンファイルと呼ばれるデータファイル

10

20

30

40

50

に記述され、治療照射の開始前に制御部 80 に転送される。照射パターンファイルには、格子点毎に、スライス位置を与えるレンジシフト厚、格子点 (X、Y) に対応するビーム位置 (基準走査位置) を与える X 用電磁石 30a や Y 用電磁石 30b の駆動電流値、各格子点に対する照射線量等が照射順に記述されている。

【0030】

制御部 80 は、転送された照射パターンファイルを読み出して、ステップ S T 1 以下の処理を開始する。

【0031】

まず、患部をビーム軸に対して複数のスライスに仮想的に分割し、分割されたスライスの 1 つが選択される。最初は例えば患部の最も深い位置にあるスライス Z_i が選択される。また選択されたスライスの位置に応じて粒子線ビームの入射エネルギーとレンジシフト 70 におけるアクリル板の組み合わせが選択、設定される (ステップ S T 1)。

10

【0032】

次に、最深スライスにおける患部形状に応じて粒子線ビームを照射する格子点の数 M と格子点の位置 (X_i、Y_i) [i = 1 ~ M]、即ち照射対象のスポットが選択され、ビーム走査部 30 によりスライス上の格子点位置 (X_i、Y_i) に粒子線ビームの向きが設定される (ステップ S T 2)。その後、粒子線ビームの出射が開始される (ステップ S T 3)。ビーム走査部 30 から出力された粒子線ビームは、リッジフィルタ 60 によって、体内飛程分布幅がスライス幅に対応するようエネルギー分布が Z 軸方向に拡大される。

20

【0033】

格子点 (X_i、Y_i) に対する照射線量は線量モニタ部 50 により監視され、対象格子点に対する照射線量が計画した線量に達すると線量満了信号が制御部 80 に出力され、制御部 80 はこの信号を受信する (ステップ S T 4)。

【0034】

ステップ S T 5 では、スポットスキニング法及びラスタースキニング法のいずれの方法であるかを判定し、スポットスキニング法の場合には、一旦ビーム出射を停止し (ステップ S T 6)、次のスポットへビーム位置を移動させる。この処理を対象とするスライスの最終スポットまで繰り返す (ステップ S T 7)。

【0035】

一方、スポットスキニング法ではない場合、即ちラスタースキニング法の場合にはビーム出射を停止することなく最終スポットまでビーム出射を継続する。

30

【0036】

1 つのスライスに対する照射が終了すると (ステップ S T 7 の YES)、スポットスキニング法及びラスタースキニング法のいずれの場合も一旦ビーム出射を停止し (ステップ S T 8)、ステップ S T 1 に戻って次のスライスを選択すると共にレンジシフト 70 の設定を変更する。以上の処理を最終スライスに達するまで繰り返す (ステップ S T 9)。

【0037】

図 5 は、スポットスキニング法の基本動作を示すタイミングチャートである。図 5 (a)、(b) に示す 2 つの電磁石の励磁電流は、2 軸方向 (X、Y) の位置設定値に対応する。スポット位置を変更するときは、スポット切替指令 (図 5 (f)) が出され、励磁電流 I_X、I_Y が変化する。スポット位置が設定値に達すると、スポット切替完了信号が出される (図 5 (g))。スポットスキニング法では、スポット位置の切り替え中はビーム出射が停止し、スポット位置の切り替え完了後に再度ビーム出射が開始される (図 5 (c))。ビーム出射開始後、線量モニタで計測される線量 (線量モニタ積算線量、図 5 (d)) が設定値に達すると線量満了信号 (図 5 (e)) が出力され、次のスポット位置へ切り替えるためのスポット切替指令 (図 5 (f)) が出される。

40

【0038】

前述したように、本実施形態に係る粒子線ビーム照射装置 1 では、粒子線ビームの通過に伴って位置モニタ部 50 から出力される信号を用いて、粒子線ビームの重心位置を算出している。

50

【 0 0 3 9 】

図 6 は、重心位置算出の概念を模式的に示した図である。図 2 に示すように、位置モニタ部 5 0 では、ストリップ状の電極が X 方向と Y 方向に多数並べて配置されており、通過する粒子線ビームの線量に対応するレベルの信号が各ストリップから出力される。粒子線ビームのビームは複数のストリップに跨っているため複数のストリップから信号が出力されるが、各信号は、各ストリップの位置における粒子線ビームの形状に対応する強度をもつ。

【 0 0 4 0 】

ビーム形状算出部 9 0 の重心位置算出部 9 1 は、各ストリップから出力される信号を用いて、重心位置、即ち、粒子線ビームのピークの位置を算出する。

10

【 0 0 4 1 】

図 7 は、ビーム形状算出部 9 0 の細部構成を示すブロック図である。位置モニタ部 5 0 の X 電極 5 0 a、Y 電極 5 0 b の数（チャンネル数）は、特に限定するものではないが、以下では、X 方向、Y 方向のチャンネル数が共に 1 2 0 チャンネルである場合を例として説明する。

【 0 0 4 2 】

X 電極 5 0 a の出力電流は、電流電圧変換（I V 変換）回路 9 1 1 a で電圧に変換され、増幅器 9 1 2 a で適宜の電圧に増幅された後、A D 変換器（A D C）9 2 a でデジタル信号に変換される。次段のデータ補正処理部 9 3 a にてこのデジタル信号に対してオフセット補正処理が行われる。さらに次のメディアン処理部 9 4 a では、後述するメディアン処理が行われ、その後重心位置算出部 9 1 a に入力される。

20

【 0 0 4 3 】

上記の I V 変換回路 9 1 1 a、増幅器 9 1 2 a、A D C 9 2 a、データ補正処理部 9 3 a 及びメディアン処理部 9 4 a は、X 電極 5 0 a の夫々に対して設けられており、本例では、1 2 0 チャンネル分としている。

【 0 0 4 4 】

Y 電極 5 0 b の夫々に対しても、同様に、1 2 0 チャンネル分の I V 変換回路 9 1 1 b、増幅器 9 1 2 b、A D C 9 2 b、データ補正処理部 9 3 b 及びメディアン処理部 9 4 b が設けられており、メディアン処理部 9 4 b の各出力は重心位置算出部 9 1 b に入力される。

30

【 0 0 4 5 】

重心位置算出部 9 1 a、9 1 b では、オフセット補正処理やメディアン処理が施された X 方向、Y 方向の各チャンネル信号の振幅値から、粒子線ビームの X 方向の重心位置と、Y 方向の重心位置を夫々算出している。

【 0 0 4 6 】

1 次元ビーム形状（X）抽出部 9 5 a は、算出された X 方向重心位置の周辺の複数の X チャンネル信号の振幅値から X 方向の 1 次元ビーム形状を求めている。例えば、図 6 に示すように、重心位置に最も近いチャンネルとその前後の 5 つのチャンネルの合計 1 1 チャンネルの信号値を抽出して、X 方向の 1 次元ビーム形状を求めている。1 次元ビーム形状（Y）抽出部 9 5 b も同様に Y 方向の 1 次元ビーム形状を求めている。

40

【 0 0 4 7 】

2 次元ビーム形状算出部 9 6 は、上記のようにして得られた X 方向及び Y 方向の夫々の 1 次元ビーム形状 $F(X_i)$ と $F(Y_j)$ の積から 2 次元ビーム形状 $G(X_i, Y_j)$ を求めている。

【 0 0 4 8 】

算出された 2 次元ビーム形状 $G(X_i, Y_j)$ は記憶部 9 7 に転送される。記憶部 9 7 では、図 8 に模式的に示すように、2 次元ビーム形状 $G(X_i, Y_j)$ を、位置 (X_i, Y_j) に対応付けて累積的に記憶することによって線量プロファイルを生成する。記憶部 9 7 に累積記憶された線量プロファイルは、例えばスライス単位で表示部 9 8 に送られ、記憶部 9 7 の記憶領域に対応する表示部 9 8 の画面 W にスライス単位の線量プロファイル

50

が視認容易に表示される。

【0049】

また、算出された重心位置は制御部80の異常判定部82にも出力される。異常判定部82では、算出された重心位置と予め設定された基準走査位置との誤差が所定値よりも大きいかなかを判定している。そして、誤差が所定値よりも大きいときはインターロック信号を出射制御部20に出力して、粒子線ビームの出射を停止させるようにしている。重心位置の算出は、図5(h)に示すように一定の周期、例えば、5 μ s毎に行われる。

【0050】

(3)第1の実施形態(時間方向のメディアン処理)

位置モニタ部50では電極間に数kVの高電圧をかけることによって通過する粒子線ビームの大きさを検出している。このため、図9に示すように、電極の一部で放電が発生することがある。放電が発生した電極には大電流が流れるため、図9に示すように、その電極からは粒子線ビームが通過していないにも関わらず非常に大きな信号(誤信号)が出力されることになる。

【0051】

上述したように、粒子線ビームの重心位置は、位置モニタ部50のX電極50a、Y電極50bから出力される信号の大きさを用いて算出している。このため、放電が発生すると、算出される重心位置は実際に照射されている粒子線ビームの位置からずれた位置となる。

【0052】

特許文献1等が開示する従来の粒子線ビーム照射装置では、AD変換したX電極50a、Y電極50bの信号に対してオフセット補正をし、その後時間軸方向に平均化処理を行っている。そして、時間軸方向に平均化された各チャンネルの信号から重心位置を算出している。しかしながら、時間軸方向に平均化処理する従来の方法では、放電が発生した場合に誤った重心位置を算出することになる。図10は、この事象を模式的に説明する図である。

【0053】

図10では、説明の便宜上、電極の数(チャンネルの数)を12とし、時間軸方向に平均するサンプリング数を1回目から10回目の10としている。図10のTB1の横方向がチャンネル方向、即ち空間方向であり、縦方向が時間方向である。そして、TB1の中の数値は、各チャンネルから出力される信号の大きさを表している。図10に示す例では、1回目から10回目のサンプリング期間中ずっと、粒子線ビームがチャンネル“9”の近傍を通過するものと想定している。一方、放電は、通常、ある1つの電極(1つのチャンネル)において、極めて短時間の間のみに発生する。そこで、図10のTB1に示す例では、放電がチャンネル“2”の7回目のサンプリングにおいて発生したものと設定している。また、放電による誤信号の値は、通常、粒子線ビームの通過によって検出される値よりも大きいため、図10のTB1では、放電によって生じる誤信号の値を「100」という大きな値に設定している。

【0054】

図10のTB2は、TB1に示す各チャンネルの信号の値を時間軸方向に平均した値である。そして、TB2の各チャンネルの時間平均値から算出した重心が、TB2の右側に示す値「7.6」である。この結果は、チャンネル2の大きな放電信号の影響を受けて、重心がチャンネル2側にシフトしたことを意味している。

【0055】

一方、図10のTB3は、放電が無かったとしたとき、即ち、TB1のチャンネル“2”の7回目のサンプリングの信号の値を0としたときの時間平均値を示す。そして、TB3の各チャンネルの時間平均値から算出した重心が、TB3の右側に示す値「9.1」である。つまり、放電が無かったとしたときの本来の重心測定値が「9.1」である。

【0056】

このように、平均化処理を用いる従来の方法では、放電の有り無しによって重心の算出

10

20

30

40

50

結果に大きな差が生じてしまい、放電による誤検出を取り除くことは難しい。平均化処理の母数を増やせばある程度誤検出を抑えることは可能である。しかしながら、平均化処理の母数を増やすと、ビーム位置の異常が実際に発生したときの検出感度が鈍くなるため、好ましい解決法ではない。

【 0 0 5 7 】

そこで、本実施形態の粒子線ビーム照射装置 1 では、従来の時間平均値を求める手法ではなく、X 電極 5 0 a、Y 電極 5 0 b から出力される複数の信号の値からメディアンを求め、求めたメディアンから重心を算出する構成にしている。

【 0 0 5 8 】

第 1 の実施例として、時間方向のメディアン処理について図 1 1 を用いて説明する。時間方向のメディアン処理は、X 電極 5 0 a、Y 電極 5 0 b の夫々から時系列で出力される複数の信号の値から時間方向のメディアン、即ち中央値を求める処理である。

【 0 0 5 9 】

より具体的には、X 電極 5 0 a、Y 電極 5 0 b の夫々から出力される所定数（母数）の信号の値を小さい順に並べ、小さい順に並べたときの中央に位置する値を時間方向のメディアンとして選択する処理である。

【 0 0 6 0 】

図 1 1 の T B 4 に示す例では、1 回目から 3 回目までの 3 つのサンプリングデータ（即ち、母数が 3）に対するメディアンを求めている。T B 5 に示す値が求めたメディアン値である。例えば、チャンネル“ 1 1 ”では、1 回目から 3 回目の値を小さい順に並べると、「 1 」、「 2 」、「 3 」となり、中央の値、メディアン値は「 2 」となる。また、チャンネル“ 1 0 ”では、1 回目から 3 回目の値を小さい順に並べると、「 9 」、「 9 」、「 1 0 」となり、メディアン値は「 9 」となる。同様に、チャンネル“ 2 ”では、1 回目から 3 回目の値を小さい順に並べると、「 0 」、「 0 」、「 1 0 0 」となり、メディアン値は「 0 」となる。

【 0 0 6 1 】

メディアン処理は、データを小さい順に並べたときの中央に位置する値を抽出する処理であるため、放電のような突発的なノイズを除去することが可能である。このため、平均処理よりもメディアン処理の方が、重心位置の算出において放電による誤差を低くすることができ、誤ったインターロック信号による出射停止を防止することができる。

【 0 0 6 2 】

また、平均化処理において放電による大きな信号の影響を低減するためには平均の母数を大きくする必要があるが、メディアン処理では比較的小さな母数で突発的な誤信号を除去することが可能である。このため、実際のビーム位置の異常が発生したときの検出感度を高くすることができる。

【 0 0 6 3 】

なお、図 1 1 に示した例では、母数を 3 としているがこの数に限定されるものではない。例えば、放電等による突発ノイズの継続時間等に応じて、メディアン処理の対象とする母数を変更できるように構成するのが好ましい。

【 0 0 6 4 】

（ 4 ）第 2 の実施形態（空間的メディアン処理）

前述した第 1 の実施形態で行う時間方向のメディアン処理は、各チャンネルから時系列で出力される複数のデータに対するメディアンを求める処理である。これに対して、以下に説明する第 2 の実施形態で行う空間的メディアン処理は、上述した時間方向のメディアン処理に換えて、あるサンプル時刻において複数のチャンネルから同時に出力される複数データに対するメディアンを求める処理である。

【 0 0 6 5 】

図 1 2 は、第 2 の実施形態に係るビーム形状算出部 9 0 の細部構成例を示す図である。第 1 の実施形態（図 7）との相違点は、チャンネルごとに個別に設けられたメディアン処理部 9 4 a、9 4 b に換えて、複数チャンネルに跨ったメディアン処理部 9 9 a、9 9 b を設

10

20

30

40

50

けた構成としている点である。第1の実施形態のメディアン処理部94a、94bが時間方向のメディアン処理を行うのに対して、第2の実施形態におけるメディアン処理部99a、99bは空間的メディアン処理を行う。第2の実施形態においても、データ補正処理部93a、93bにおいてオフセット補正処理を行った後、直ぐに空間的メディアン処理を行う。

【0066】

図13は、メディアン処理部99a、99bで行う空間的メディアン処理の概念を説明する図である。この空間的メディアン処理では、複数のX電極50a、Y電極50bのうち、注目する電極のチャンネルを中心とする所定の大きさの窓の範囲に並列配列されている複数チャンネルから出力される信号の値からメディアンを求める。より具体的には、窓内の複数チャンネルから出力される信号の値を小さい順に並べ、小さい順に並べたときの中央に位置する値を前記注目するチャンネルの空間的なメディアンとする処理である。したがって、チャンネル方向（即ち空間方向）の窓の大きさがメディアン処理の対象となる母数の大きさになる。

10

【0067】

図13のTB6は、空間的メディアン処理を行うまえの各チャンネルからの出力信号の値を例示している。TB6の上段は放電が無かったとしたときの信号値であり、下段は、チャンネル“2”に放電があったとしたときの信号の値である。TB6の右側に示すように、放電無しの場合に算出された重心が「9.0」であるのに対して、放電があったときの重心は「3.9」となり、大きな誤差をもっている。

20

【0068】

図13のTB7とTB8は空間メディアン処理の具体的内容と結果を夫々示すものである。図13の例では、窓の大きさを3として、前述した空間メディアン処理を行っている。例えば、注目チャンネルを“8”とすると、チャンネル“8”を中心とする窓内の3つのチャンネル“7”、“8”、“9”の信号の値を小さい順に並べると、「1」、「10」、「15」となり、中央の値、メディアン値は「10」となる。したがって、注目チャンネル“8”に対する空間的メディアン値は「10」となる。また、注目チャンネルを“9”とすると、チャンネル“9”を中心とする窓内の3つのチャンネル“8”、“9”、“10”の信号の値を小さい順に並べると、「9」、「10」、「15」となり、中央の値、メディアン値は「10」となる。したがって、注目チャンネル“9”に対する空間的メディアン値は「10」となる。

30

【0069】

同様に、注目チャンネルを“2”とすると、チャンネル“2”を中心とする窓内の3つのチャンネル“1”、“2”、“3”の信号の値を小さい順に並べると、「0」、「0」、「100」となり、中央の値、メディアン値は「0」となる。したがって、注目チャンネル“2”に対する空間的メディアン値は「0」となる。このように、空間メディアン処理前の放電電流によるチャンネル“2”の異常な信号値「100」が、空間メディアン処理によって正常な信号値「0」に置き換えられる。

【0070】

粒子線ビームはある広がりをもつため、実際の粒子線ビームの通過では連続したチャンネルで信号が検出される。これに対して、放電は、通常、ある1つチャンネルに発生することが多い。このため、上記の空間的メディアン処理を行うことにより、放電による誤信号を除去することが可能となる。この結果、時間平均処理を行う従来の方法よりも、放電等の誤情報に基づく誤ったインターロック信号による出射停止を防止することができる。

40

【0071】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるもので

50

ある。

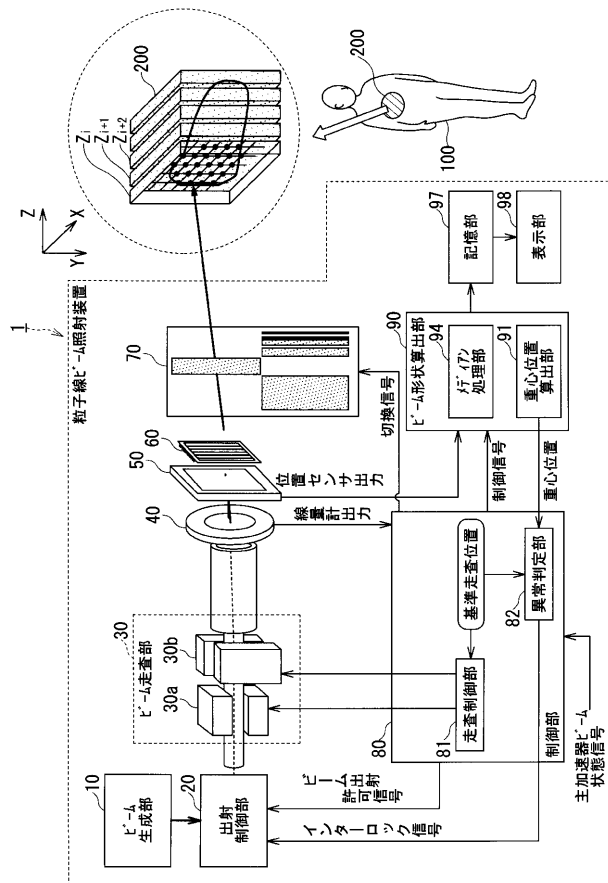
【符号の説明】

【0072】

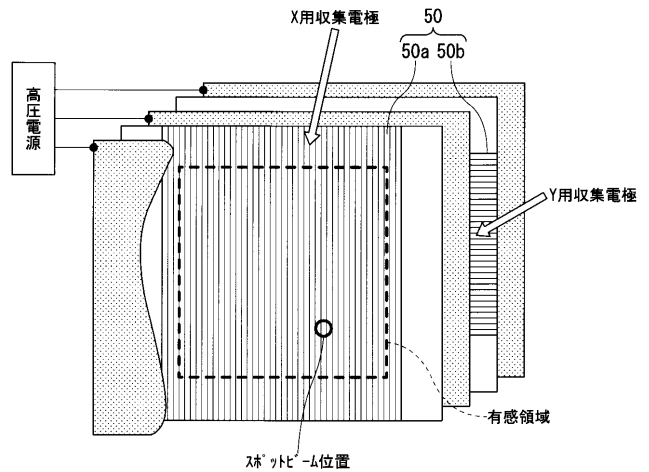
- 1 粒子線ビーム照射装置
- 10 ビーム生成部
- 20 出射制御部
- 30 ビーム走査部
- 50 位置モニタ部
- 50a 位置モニタ部のX電極
- 50b 位置モニタ部のY電極
- 80 制御部
- 81 走査制御部
- 82 異常判定部
- 90 ビーム形状算出部
- 91 重心位置算出部
- 94、99 メディアン処理部

10

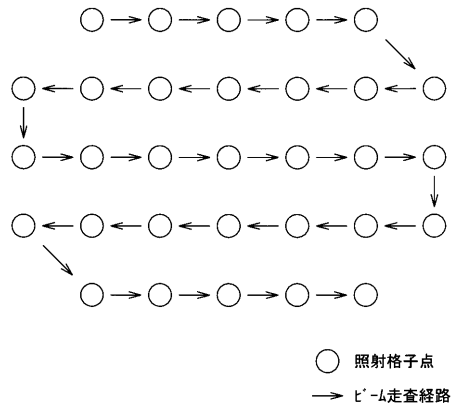
【図1】



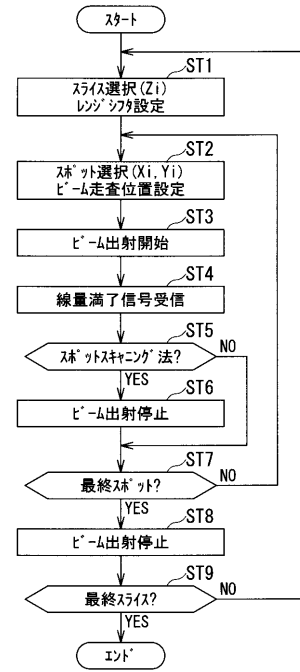
【図2】



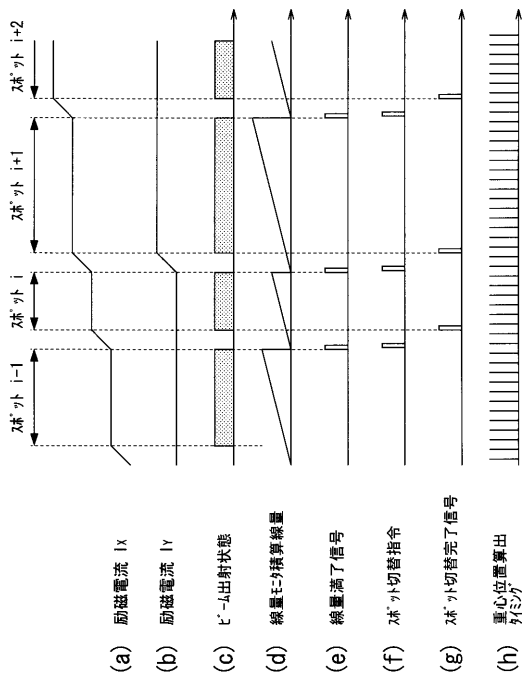
【図 3】



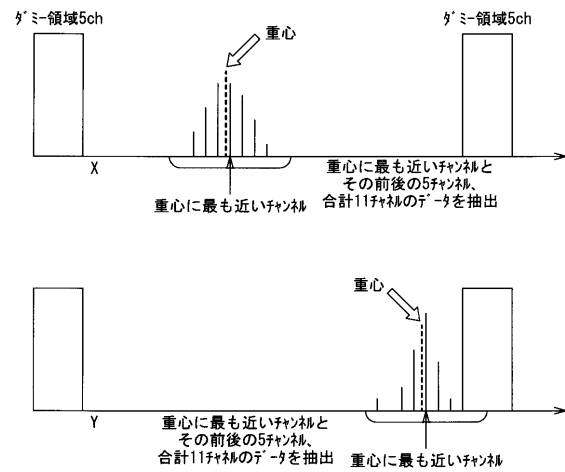
【図 4】



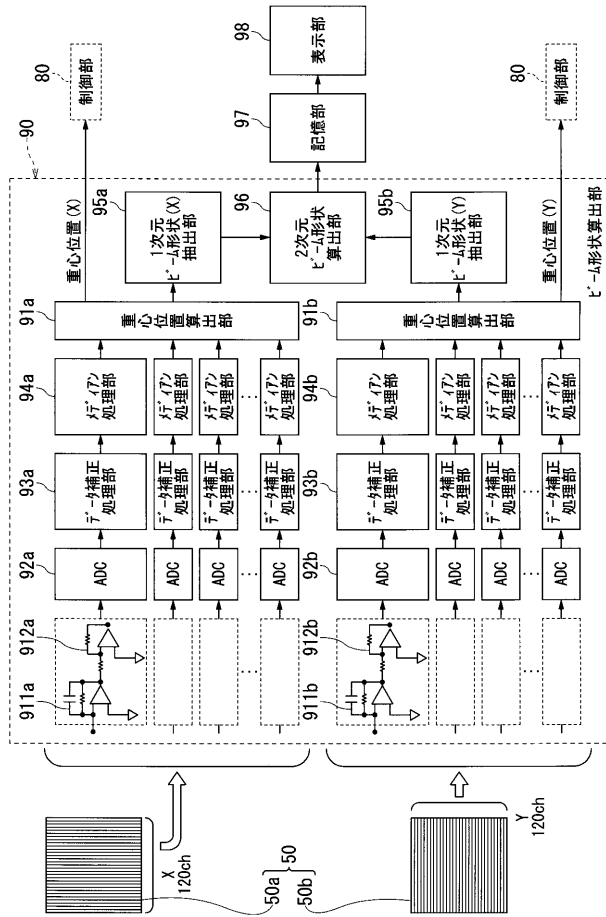
【図 5】



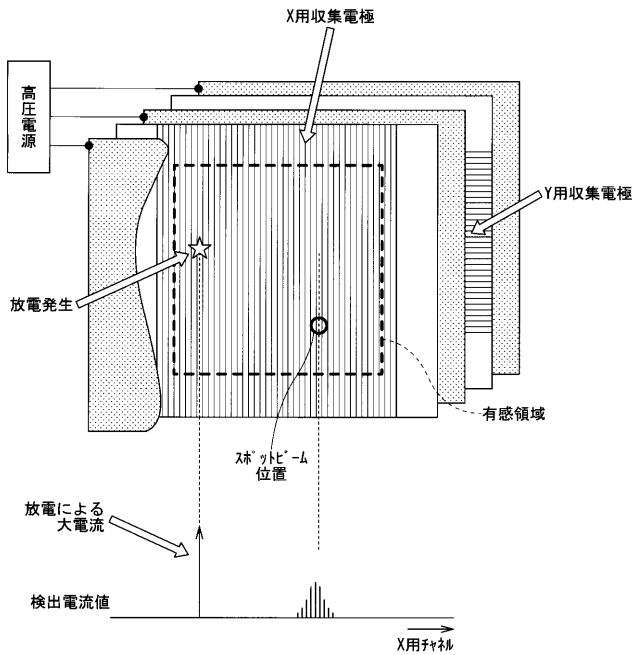
【図 6】



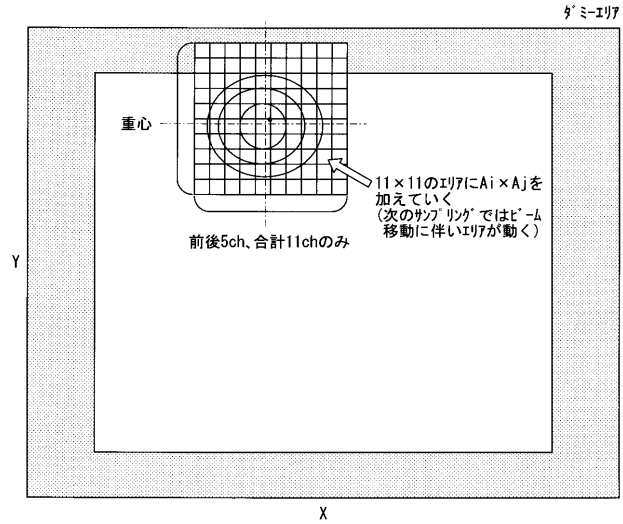
【図7】



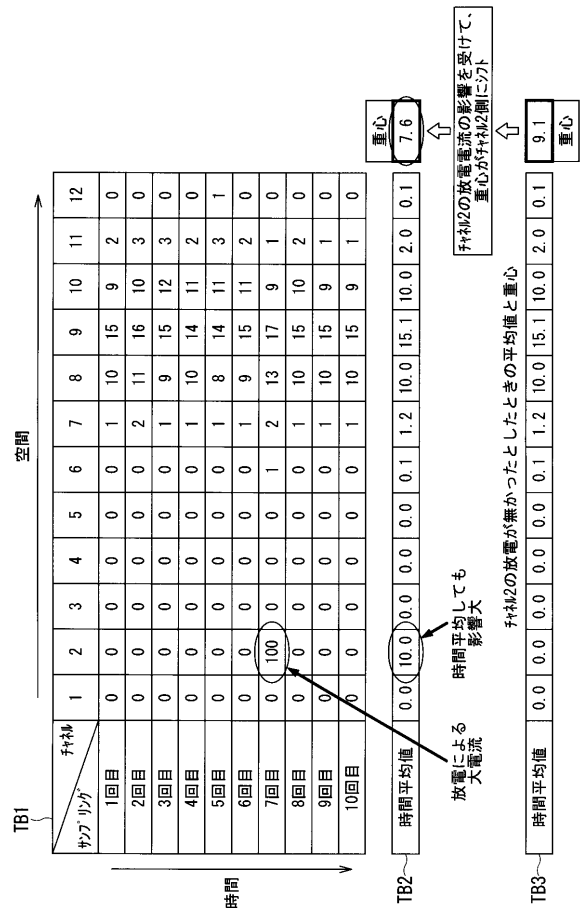
【図9】



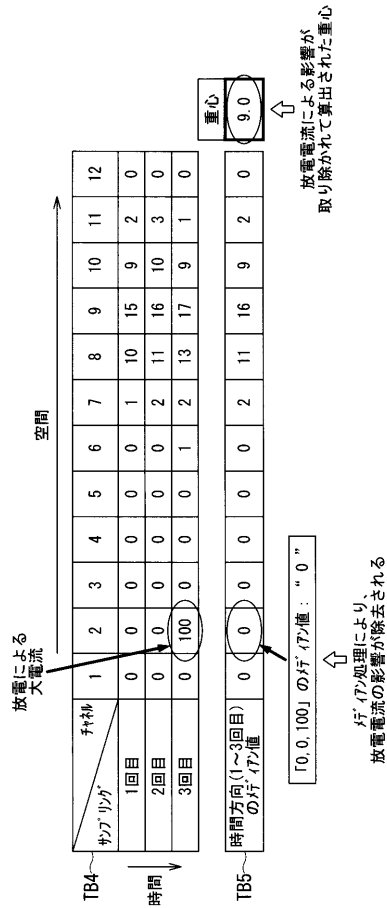
【図8】



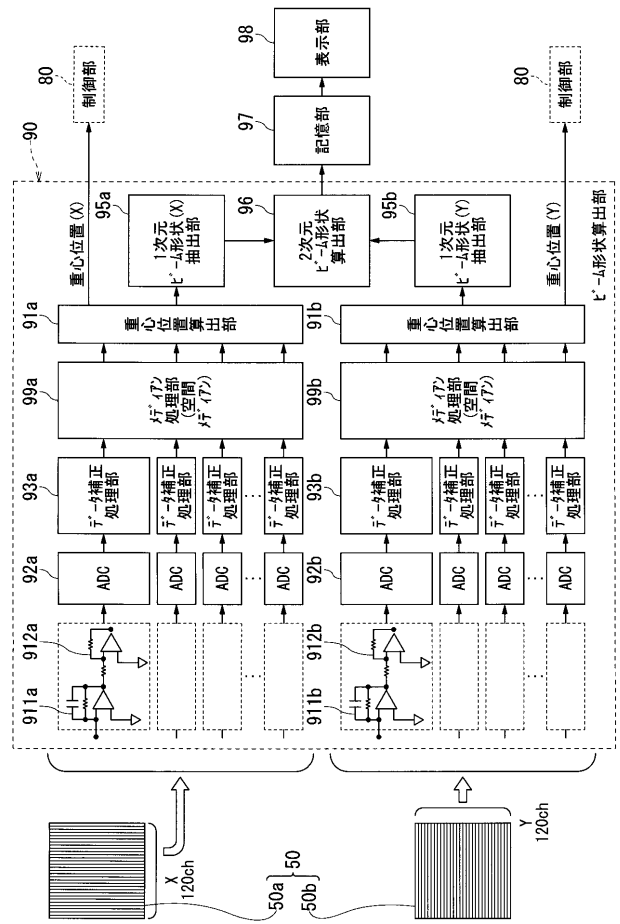
【図10】



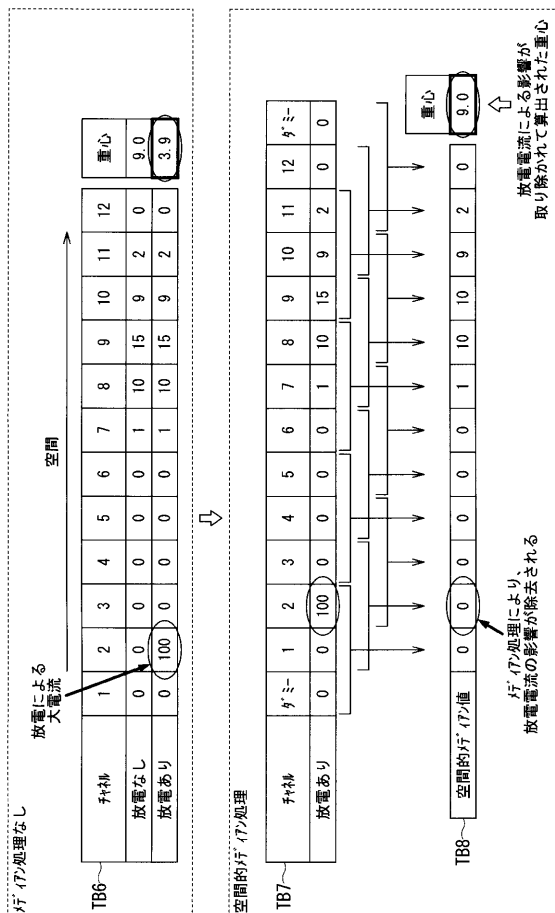
【 図 1 1 】



【 ㊦ 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 角谷 暢一

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 古川 卓司

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人 放射線医学総合研究所内

Fターム(参考) 4C082 AC05 AE01 AG12 AG31 AG42 AJ20 AL06 AR07 AR12